

А.И. ПОВОРОЗНЮК, канд. техн. наук, НТУ "ХПИ",
Ю.В. МИРГОРОД (г. Харьков)

АЛГОРИТМЫ И МЕТОДЫ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ КВАЗИПЕРИОДИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

У статті обґрунтована необхідність використання попередньої обробки даних у комп'ютерних діагностичних системах. Проведений огляд та порівняльний аналіз засобів обробки фізіологічних квазіперіодичних сигналів.

In article is proved the necessity of usage of primary data processing for computer diagnostic systems. The comparative analysis of methods for physiological quasi-periodic signals processing is given.

Постановка проблемы. Сложность решения задач обработки физиологических сигналов обусловлена тем, что биологические процессы порождают сигналы на низких уровнях амплитуды. Поэтому для их регистрации используются высокочувствительные датчики, которые, помимо полезного сигнала, фиксируют внутренние и внешние шумы. Такие помехи, неизбежно возникающие в реальных условиях регистрации физиологических сигналов, рассматриваются как шумовой компонент, искажающий полезный сигнал. Примерами фильтров могут быть: когерентные, полосовые, цифровые фильтры. Однако, не существует универсального алгоритма, который мог бы удовлетворить всем требованиям. В связи с этим актуальной является задача построения новых или адаптации старых алгоритмов подавления шумов.

Анализ литературы. При построении информационных технологий обработки биомедицинских данных приходится сталкиваться с решением задачи измерения параметров физиологических сигналов, которые характеризуют форму отдельных информативных фрагментов обрабатываемого сигнала. При анализе электрокардиограмм (ЭКГ) различают две задачи: выделение зубцов *R* и полный контурный анализ. Наибольшую сложность представляет вторая задача. Например, при обработке ЭКГ необходимо получать достаточно точное представление об амплитудах и продолжительностях зубца *P*, комплекса *QRS* и сегмента *ST-T*, отражающих работу предсердий и желудочков сердца в течение кардиоцикла. Недопустимое искажение таких фрагментов в процессе компьютерной обработки приводит к неверной интерпретации сигнала. Каждой задаче соответствуют свои параметры фильтрации.

В [1 – 3] рассмотрены алгоритмы сглаживания. В [4] приведен метод адаптивного скользящего среднего. В [5] рассматривается алгоритм фильтрации при использовании фильтров с конечной импульсной характеристикой (КИХ) (Finite Impulse Response Residual Filtering (FRF)), алгоритм интеллектуального переключения отведений (the Intelligent Lead

Switch algorithm). Каждый из рассмотренных алгоритмов имеет свои достоинства и недостатки.

Цель статьи. Выполнить сравнительный анализ существующих алгоритмов и методов предварительной обработки физиологических квазипериодических сигналов (ФКС) с целью выбора оптимального варианта для обработки ЭКГ.

Алгоритмы сглаживания данных. Пусть имеется последовательность из N дискретных значений сигнала $x[1], x[2], \dots, x[N]$, представляющих собой аддитивную смесь

$$x[n] = y[n] + \varepsilon[n] \quad (1)$$

полезного сигнала y и ограниченной по уровню помехи ε .

Будем полагать, что помеха ε имеет случайную природу и с неизвестным законом распределена на интервале $[-\varepsilon_0, +\varepsilon_0]$, причем $E\{\varepsilon\} = 0$, $E\{\varepsilon[i], \varepsilon[j]\} = 0$, $i, j \in [-\varepsilon_0, \varepsilon_0]$, где E – знак математического ожидания. Понятно, что для подавления такой шумовой компоненты неэффективно применять частотно-избирательные фильтры, поскольку спектр случайной помехи распределен практически во всей полосе частот от 0 до частоты Найквиста.

Один из возможных подходов к получению оценок $y^*[n]$ по наблюдениям (1) состоит в использовании методов сглаживания данных, среди которых наибольшую популярность получили метод экспоненциального сглаживания и метод скользящего среднего. Известны несколько разновидностей метода экспоненциального сглаживания: метод Холта, а также метод Винтера.

Особенностью метода скользящего среднего является то, что в нем используются лишь предшествующие значения зашумленного сигнала.

В тех же случаях, когда не требуется вести обработку сигнала в реальном масштабе времени, для оценки очередного сглаженного значения разумно использовать не только предшествующие, но и последующие значения зашумленного сигнала. Заметим, что при сглаживании все точки в окне могут усредняться с равным весом. Такая процедура может рассматриваться как дискретная свертка обрабатываемого сигнала с ядром прямоугольной формы. Однако используются и другие симметричные ядра, в частности, с известными окнами Бартлетта (Bartlett window), Гаусса (Gaussian window), Хемминга (Hamming window), Блэкмана (Blackman window), Ханна (Hann window) и многими другими. В этом случае вес более далеких от центра окна точек будет постепенно уменьшаться, вплоть до нуля на границе окна.

Результат сглаживания ЭКГ при небольшой ширине окна не приводит к желательному сокращению шумового компонента на информативном сегменте $ST-T$. Только при увеличении ширины окна сглаживание приводит к желательному сокращению шумового компонента на сегменте $ST-T$. Однако в этом случае происходит недопустимое снижение амплитуды другого информативного фрагмента ЭКГ-комплекса QRS , измерение которого также важно для интерпретации ЭКГ.

Таким образом, при использовании традиционного алгоритма скользящего среднего для подавления шумового компонента реальных физиологических сигналов мы сталкиваемся с проблемой, обусловленной противоречием выбора оптимального значения ширины окна сглаживания: при уменьшении ширины окна не обеспечивается желательный эффект подавления шумового компонента, а при увеличении происходят недопустимые искажения полезного сигнала. Поэтому в задачах обработки физиологических сигналов известные алгоритмы сглаживания можно использовать лишь при весьма малых уровнях шумового компонента, что, естественно, ограничивает область их практического применения.

Для устранения отмеченного недостатка в [5] рассмотрен модифицированный алгоритм. Основная идея модификации состоит в том, что по ходу обработки окно сглаживания автоматически приспосабливается (адаптируется) к реальному сигналу таким образом, чтобы, с одной стороны, обеспечить максимальную степень сглаживания, а, с другой стороны, не допустить искажения сигнала, превышающее заданный порог.

Алгоритм *FRF*. Алгоритм уменьшает влияние шумов на сигнал ЭКГ, при этом незначительно искажая комплексы *QRS*. Алгоритм состоит из модуля обновления усредненного комплекса *QRS* и функции вычитания усредненного комплекса из текущей ЭКГ, дающей на выходе разностный сигнал. Разностный сигнал проходит через фильтры нижних и верхних частот, после чего складывается с усредненным комплексом.

Алгоритм интеллектуального переключения отведений. Современные ЭКГ-системы, как правило, используют многоканальную запись ЭКГ. Наиболее часто используются ЭКГ в 12-ти стандартных отведениях, хотя применяются и другие последовательности с большим или меньшим количеством отведений. Принимая во внимание избыточность многоканального сигнала ЭКГ, можно выбирать для анализа только каналы с наилучшим качеством сигнала. Можно использовать для определения *QRS* комплекса все доступные отведения. Алгоритм интеллектуального переключения отведений состоит из:

- 2-х или более одинаковых независимых модулей для детектирования комплекса *QRS*, классификации событий и определения уровня качества ЭКГ;
- логического модуля для выбора результатов из лучшего по качеству канала, корректировки классификации событий в лучшем канале и корректировки точек разметки *QRS* лучшего канала.

Уровень качества лучшего отведения ЭКГ определяется на основании интегрального показателя, который может включать: амплитуду комплекса *QRS*, уровни средне- и высокочастотного шумов, состояние электродов (присоединен/не присоединен).

Сравнительный анализ. Рассмотренные методы имеют свои области оптимального использования.

Метод скользящего среднего и его модификации, а именно, использующие окна Бартлетта, Гаусса, Хемминга, Блэкмана, Ханна и др., используют лишь предшествующие значения зашумленного сигнала, благодаря чему могут быть использованы в системах реального времени, что является несомненным преимуществом. Однако эти методы имеют ограничение при выборе аперттуры сглаживания.

Метод скользящего среднего с переменной апертурой сглаживания решает указанную выше проблему, но он требует двойного прохода по сигналу, что увеличивает время его выполнения.

При выполнении алгоритма *FRF* незначительно искажаются комплексы *QRS*, однако данный алгоритм предъявляет повышенные требования к компьютерным ресурсам.

Преимуществом алгоритма интеллектуального переключения отведений является более достоверное детектирование комплекса *QRS*. Однако алгоритм требует значительной вычислительной мощности компьютера, особенно при анализе в 15 отведениях.

Выводы. При обработке ЭКГ важным этапом является предварительная обработка сигнала. На сегодняшний день не существует универсального метода, позволяющего решить все проблемы обработки ЭКГ. Поэтому авторами был предложен метод, включающий в себя:

- этап использования метода скользящего среднего с переменным окном сглаживания, т.к. ЭКГ содержит в себе структурные элементы различной частоты;
- этап использования алгоритма *FRF* (особенно при зашумленных сигналах, полученных по радиоканалу или телефонной линии);
- использование алгоритма интеллектуального переключения отведений для сильно зашумленных сигналов для повышения качества обработки.

Список литературы: 1. Жук М.И., Семенец В.В. Методи і алгоритми обробки та аналізу медико-біологічних сигналів // Під ред. проф. А.І. Буха. – Харків: ХНУРЕ, 2006. – 268 с. 2. Franke R., Nielson G. Smooth interpolation of large sets of scattered data // International Journal for Numerical Methods in Engineering. – 1980. – № 15. – P. 789. 3. Daan N., Sissenwine M.P. Multispecies models relevant to management of living resources. Proceedings of a Symposium held in The Hague, 2–4 October 1989 // ICES Mar. Sci. Symp, 1991. – P. 358. 4. Файнзильберг Л.С. Адаптивное сглаживание шумов в информационных технологиях обработки физиологических сигналов // Математические машины и системы. – 2002. – № 3. – С. 96–104. 5. Willi Kaiser, Martin Findeis Novel Signal Processing Methods for Exercise ECG // Journal of Electrocardiology. – 1999. – № 32, Supplement. – P. 212–219. 6. Seber G.A.F. The estimation of animal abundance and related parameters. – London, Griffin, 1973. – 506 p. 7. Sokal, R.R., Rohlf F.J. Biometry. The principles and practice of statistics in biological research. – San Francisco, California, Freeman and Company, 1981. – 325 p. 8. Шлезингер М.И. Быстрая реализация одного класса линейных сверток // Теоретические и прикладные проблемы распознавания образов. – К.: ИК АН УССР, 1991. – С. 48–56.

Поступила в редакцию 30.03.2007